

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

AN: PAT 1996-302970

TI: Electrical connection device for small-scale equipment such as hearing aid has magnets adhering by simple contact to surfaces forming terminals of battery or other contact and joining to wires of circuit

PN: FR2728106-A1

PD: 14.06.1996

AB: The connector is for a small prosthesis, a surface (1) of which has a space (3) for a magnet (4) with a wire soldered to it so as to attach to one side of a button battery (2). Another wire (5) is soldered to a second magnet (5) which attaches to the other side of the battery. The prosthesis such as a hearing aid may be adapted to house the battery and magnets behind a hinged cover which snaps shut with the magnets being removed to the exterior of the hearing aid. The battery connections may be made by a single magnet and may be used in conjunction with simple metal clip.; Hearing aid with integral battery. No soldering and consequent heat damage, adapts to different battery forms, easier battery change esp. for infirm, compact.

PA: (APIA-) API AUDIOLOGIE PROTHESE INNOVATION;

IN: GROSFILLEY J E;

FA: FR2728106-A1 14.06.1996;

CO: FR;

IC: H01R-004/00; H01R-013/40; H04R-025/02;

MC: V04-A01; V04-D02; V04-M30L; W04-Y01B;

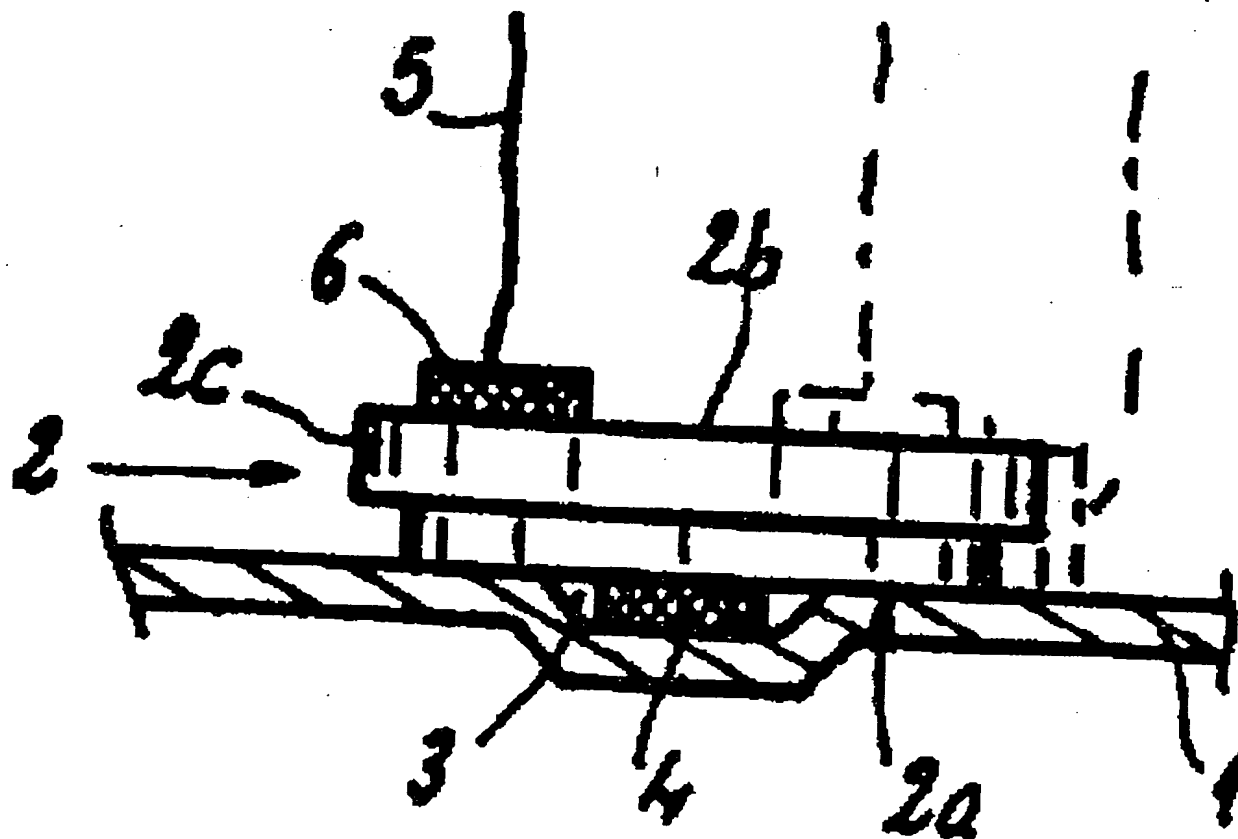
DC: V04; W04;

FN: 1996302970.gif

PR: FR0015021 08.12.1994;

FP: 14.06.1996

UP: 29.07.1996



**This Page Blank (uspto)**

La présente invention concerne un moyen de connexion pour un appareil électrique de dimensions réduites, tel que par exemple une prothèse auditive, fonctionnant au moyen d'un accumulateur intégré.

5 Une prothèse auditive comprend un corps creux logeant notamment un microphone, un amplificateur et un haut-parleur, l'amplificateur étant alimenté par un accumulateur de type dit "pile bouton". Un tel accumulateur présente un corps constitué par deux éléments  
10 métalliques emboîtés l'un dans l'autre avec interposition d'une bague en matériau isolant, le fond de l'élément intérieur constituant l'un des pôles de l'accumulateur tandis que le fond ou la paroi latérale de l'élément extérieur constitue l'autre pôle.

15 Le corps et les différents organes de la prothèse présentent des dimensions les plus réduites possibles afin que la prothèse puisse être discrète. Cela est en particulier le cas des prothèses auditives intra-auriculaires, qui sont destinées à être engagées en  
20 totalité dans le conduit auditif.

Les prothèses auditives comprennent fréquemment un accumulateur relié à l'amplificateur de manière définitive, au moyen de soudures. Un tel accumulateur est rechargeable à l'aide d'un boîtier prévu à cet effet.

25 Ces soudures présentent l'inconvénient d'occuper un volume important, puisqu'il est nécessaire de prévoir un espace de 2 à 3 millimètres de chaque côté de l'accumulateur pour les recevoir.

De plus, le positionnement des autres organes de  
30 la prothèse et de leurs fils de connexion est variable d'une prothèse à l'autre, ces prothèses étant souvent réalisées à l'unité. Selon leur positionnement, ces autres organes et fils de connexion peuvent plus ou moins gêner l'insertion de l'accumulateur dans le corps de la  
35 prothèse.

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

(11) N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 728 106**

(21) N° d'enregistrement national : **94 15021**

(51) Int Cl<sup>8</sup> : H 01 R 4/00, 13/40, H 04 R 25/02

**CETTE PAGE ANNULE ET REMPLACE LA PRECEDENTE**

(12) **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

**A1**

(22) Date de dépôt : 08.12.94.

(30) Priorité :

(71) Demandeur(s) : **AUDIOLOGIE PROTHESE  
INNOVATION SOCIETE A RESPONSABILITE  
LIMITEE — FR.**

(72) Inventeur(s) : **GROSFILLEY JEAN ETIENNE.**

(43) Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 14.06.96 Bulletin 96/24.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.*

(60) Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

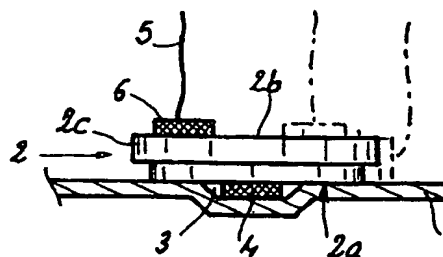
(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire : **GERMAIN ET MAUREAU.**

(54) **MOYEN DE CONNEXION POUR UN APPAREIL ELECTRIQUE DE DIMENSIONS REDUITES.**

(57) Ce moyen de connexion, notamment pour prothèse  
auditive, fonctionne au moyen d'un accumulateur intégré  
(2).

Selon l'invention, il comprend au moins un aimant (4, 6)  
relié électriquement au circuit électrique de l'appareil, cet  
aimant (4, 6) étant susceptible de venir adhérer par simple  
contact à l'une des deux parois (2a, 2b, 2c) constituant les  
pôles de l'accumulateur (2).



FR 2 728 106 - A1



La présente invention concerne un moyen de connexion pour un appareil électrique de dimensions réduites, tel que par exemple une prothèse auditive, fonctionnant au moyen d'un accumulateur intégré.

5 Une prothèse auditive comprend un corps creux logeant notamment un microphone, un amplificateur et un haut-parleur, l'amplificateur étant alimenté par un accumulateur de type dit "pile bouton". Un tel accumulateur présente un corps constitué par deux éléments  
10 métalliques emboîtés l'un dans l'autre avec interposition d'une bague en matériau isolant, le fond de l'élément intérieur constituant l'un des pôles de l'accumulateur tandis que le fond ou la paroi latérale de l'élément extérieur constitue l'autre pôle.

15 Le corps et les différents organes de la prothèse présentent des dimensions les plus réduites possibles afin que la prothèse puisse être discrète. Cela est en particulier le cas des prothèses auditives intra-auriculaires, qui sont destinées à être engagées en  
20 totalité dans le conduit auditif.

Les prothèses auditives comprennent fréquemment un accumulateur relié à l'amplificateur de manière définitive, au moyen de soudures. Un tel accumulateur est rechargeable à l'aide d'un boîtier prévu à cet effet.

25 Ces soudures présentent l'inconvénient d'occuper un volume important, puisqu'il est nécessaire de prévoir un espace de 2 à 3 millimètres de chaque côté de l'accumulateur pour les recevoir.

De plus, le positionnement des autres organes de  
30 la prothèse et de leurs fils de connexion est variable d'une prothèse à l'autre, ces prothèses étant souvent réalisées à l'unité. Selon leur positionnement, ces autres organes et fils de connexion peuvent plus ou moins gêner l'insertion de l'accumulateur dans le corps de la  
35 prothèse.

En outre, les soudures des fils de connexion présentent l'inconvénient d'endommager plus ou moins l'accumulateur compte tenu de l'échauffement qu'elles provoquent. Les faibles dimensions des parois de  
5 l'accumulateur limitent en effet la dissipation de la chaleur produite pendant la réalisation de ces soudures.

Certaines prothèses auditives comprennent par ailleurs des pattes de connexion avec l'accumulateur montées sur ressorts afin de pincer l'accumulateur. Ces  
10 pattes et ressorts présentent l'inconvénient d'être volumineux. De plus, ils sont dimensionnés et positionnés pour être utilisables avec un type précis d'accumulateur et ne peuvent être utilisés avec un accumulateur d'un autre type, ayant notamment des dimensions inférieures.  
15 Or, il est avantageux que plusieurs types d'accumulateurs puissent être employés sur une même prothèse, en fonction des besoins.

En outre, l'accumulateur risque de bouger par rapport à ses pattes de connexion, ce qui crée des faux  
20 contacts générateurs de parasites.

Il existe par ailleurs des prothèses auditives comprenant des accumulateurs non rechargeables, devant être périodiquement interchangeables.

Une telle prothèse comprend un logement recevant  
25 l'accumulateur, fermé par un volet pivotant.

Compte tenu des dimensions réduites précitées, les opérations d'interchangeement de l'accumulateur ne sont guère faciles à réaliser par des personnes malhabiles de leurs mains, en particulier les personnes âgées.

30 La présente invention vise à remédier à l'ensemble de ces inconvénients, en fournissant un moyen de connexion de l'accumulateur aux autres organes d'un appareil électrique de dimensions réduites, en particulier d'une prothèse auditive, qui permette une mise en place rapide  
35 et facile de l'accumulateur, tant par le fabricant que par l'utilisateur, qui assure une parfaite connexion, qui

permette un gain d'encombrement maximum et qui ne risque de provoquer aucune détérioration de l'accumulateur.

A cette fin, le moyen de connexion qu'elle concerne comprend au moins un aimant relié électriquement  
5 au circuit de l'appareil, cet aimant étant susceptible de venir adhérer par simple contact sur l'une des deux parois constituant les pôles de l'accumulateur.

L'invention permet de faciliter grandement la fabrication d'un tel appareil électrique, en particulier  
10 d'une prothèse auditive.

En effet, elle permet de réaliser la connexion d'au moins un des pôles de l'accumulateur en un seul geste, simplement en approchant l'aimant de la paroi correspondante de l'accumulateur, et de réaliser cette  
15 connexion en un point quelconque de cette paroi.

Ainsi, au moment du montage de la prothèse, l'un seulement des fils d'extrémité du circuit peut être connecté à l'accumulateur. L'accumulateur est ensuite positionné de la meilleure façon possible dans le corps de  
20 la prothèse, compte tenu de la position spécifique des autres organes que celle-ci comprend. Ce positionnement est facile, étant donné qu'un seul fil est connecté à l'accumulateur. La connexion du deuxième fil est alors réalisée simplement par contact de l'aimant avec la paroi  
25 de l'accumulateur. Cet aimant pourra être placé sur cette paroi au meilleur endroit possible en fonction du repliage dans le corps de la prothèse du fil de connexion auquel il est relié ou en fonction des espaces libres déterminés par la position spécifique des autres organes de la prothèse.

L'invention permet donc de profiter au maximum de ces espaces libres et d'obtenir un gain d'encombrement contribuant à conserver des dimensions aussi réduites que possible à la prothèse. Cette dernière pourra ainsi être adaptée au mieux à la forme particulière du conduit  
35 auditif de l'utilisateur.



Plusieurs types d'accumulateurs peuvent être utilisés sur une même prothèse, étant donné que l'aimant peut être placé à l'endroit adéquat selon l'accumulateur utilisé.

- 5           En outre, la connexion obtenue est parfaite, aucun mouvement ou vibration de l'accumulateur par rapport aux fils de connexion ne pouvant survenir.

La première connexion peut être réalisée par soudure. Il n'y a donc, dans ce cas, qu'une seule soudure,  
10 de sorte que l'échauffement subi par l'accumulateur reste limité par rapport à la réalisation de deux soudures et est insuffisant pour provoquer une détérioration de l'accumulateur.

Toutefois, de préférence, le moyen de connexion  
15 selon l'invention comprend deux aimants reliés chacun à l'un des fils d'extrémité du circuit. Ainsi, la première connexion est également facile et rapide à réaliser. L'aimant peut, si besoin est, être déplacé ou glisser contre la paroi de l'accumulateur lors de la mise en place  
20 de celui-ci dans le corps de la prothèse, pour permettre le meilleur positionnement possible.

En outre, aucun échauffement de l'accumulateur n'est produit, et donc tout risque de détérioration est écarté.

- 25           Par ailleurs, le ou les aimants précités permettent de faciliter l'interchangement de l'accumulateur usagé, dans le cas d'une prothèse à accumulateur non rechargeable.

Avantageusement, le moyen de connexion selon  
30 l'invention comprend un logement adapté à la forme de l'accumulateur, et le ou les aimants de connexion précités débouchent au niveau de ce logement.

Ainsi, il suffit de présenter l'accumulateur en face de ce logement puis de l'introduire dans celui-ci  
35 pour réaliser la connexion. Une fois introduit dans ce logement, l'accumulateur est parfaitement maintenu en

position de connexion. Grâce aux aimants, l'interchangeement de l'accumulateur est simple et facile à réaliser, même par des personnes malhabiles de leurs doigts, puisqu'il suffit de dégager l'accumulateur usagé  
5 hors du logement puis d'introduire un nouvel accumulateur dans le logement pour réaliser cette opération.

Selon une possibilité, au moins l'un des aimants de connexion débouche sur l'extérieur de la paroi du corps de la prothèse. Ce ou ces aimants permettent ainsi de  
10 faciliter le positionnement de la prothèse dans un boîtier de rechargement.

Pour sa bonne compréhension, l'invention est à nouveau décrite en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, plusieurs  
15 formes de réalisation des moyens de connexion qu'elle concerne.

La figure 1 est une vue d'un appareil électrique de dimensions réduites fonctionnant au moyen d'un accumulateur intégré, équipé de moyens de connexion  
20 conformes à l'invention ;

la figure 2 en est une vue en coupe longitudinale d'une prothèse auditive intra-auriculaire équipée de moyens de connexion conformes à l'invention ;

la figure 3 en est une vue similaire à la figure  
25 2, lors de la mise en place de l'accumulateur que comprend cette prothèse ;

la figure 4 en est une vue en bout ;

la figure 5 est une vue en coupe longitudinale d'une prothèse auditive intra-auriculaire du même type,  
30 selon une deuxième forme de réalisation et

la figure 6 est une vue en coupe longitudinale d'une prothèse auditive intra-auriculaire du même type, selon une troisième forme de réalisation.

La figure 1 représente une partie de la paroi 1  
35 d'un appareil électrique de dimensions réduites, fonctionnant au moyen d'un accumulateur intégré 2 de type

dit "pile bouton". Cet accumulateur 2 présente un corps constitué par deux éléments métalliques emboîtés l'un dans l'autre avec interposition d'une bague en matériau isolant, le fond 2a de l'élément intérieur constituant le pôle négatif de l'accumulateur 2 tandis que le fond 2b ou la paroi latérale 2c de l'élément extérieur constitue le pôle positif.

La paroi 1 présente un évidement 3 dans lequel est placé un aimant 4 soudé à l'un des fils (non représenté) de connexion de l'accumulateur 2 au circuit électrique de l'appareil.

L'autre fil de connexion 5 est relié par soudure à un aimant 6, fixé à son extrémité.

L'aimant 4 adhère par simple contact à la paroi 2a de l'accumulateur 2. Il permet le positionnement de l'accumulateur 2 dans l'appareil 1 de manière simple et rapide. De plus, l'accumulateur 2 peut être placé dans plusieurs positions latérales par rapport à cet aimant 4, en fonction de la position spécifique des organes environnants (non représentés) de l'appareil.

La connexion du fil 5 peut alors être réalisée simplement en amenant l'aimant 6 au contact de la paroi 2b ou 2c de l'accumulateur 2. Cet aimant 6 peut être placé, compte-tenu de la longueur et de la souplesse relative du fil 5, en plusieurs points de cette paroi 2b ou 2c, comme le montre la figure 1 en traits interrompus. Ainsi, il pourra être placé au meilleur endroit possible en fonction du repliage dans le corps de l'appareil du fil 5 ou en fonction des espaces libres déterminés par la position spécifique des organes environnants précités.

La connexion par ces aimants 4 et 6 permet de profiter au maximum de ces espaces libres, de conserver à l'appareil des dimensions aussi réduites que possible, et, lorsque cet appareil est une prothèse auditive intra-auriculaire, d'adapter au mieux la prothèse à la forme particulière du conduit auditif de l'utilisateur.

Plusieurs types d'accumulateurs 2 peuvent être utilisés sur un même appareil, étant donné que l'aimant 6 peut être placé à l'endroit adéquat selon l'accumulateur utilisé.

5 La connexion obtenue est parfaite, aucun mouvement ou vibration de l'accumulateur 2 par rapport aux fils de connexion ne pouvant survenir.

En outre, aucun échauffement de l'accumulateur 2 n'est produit lors de cette connexion, et donc tout risque  
10 de détérioration de cet accumulateur 2 est écarté.

Les figures 2 à 6 représentent différentes prothèses auditives intra-auriculaires comprenant un accumulateur 2 connecté de la même manière.

La prothèse 10 représentée aux figures 2 à 4  
15 comprend un corps creux 11 logeant un microphone 12, un amplificateur 13 et un haut-parleur 14.

Le microphone 12 présente une tubulure 12a qui débouche dans la face 11a du corps 11 tournée vers l'extérieur du conduit auditif, tandis que le haut-parleur  
20 14 est situé à proximité de la face 11b du corps 11 tournée du côté du tympan.

L'amplificateur 13 est alimenté par l'accumulateur 2.

Deux fils 15,16 sont reliés électriquement aux  
25 bornes de l'amplificateur 13, par des soudures. A leur autre extrémité, ils comprennent chacun un aimant 17,18, fixé par soudure, ces aimants 17,18 étant susceptibles de venir adhérer par simple contact à l'une des parois 2a,2b,2c constituant les pôles de l'accumulateur 2.

30 Le fil 15 présente, ainsi que le montre la figure 2, une longueur telle que l'aimant 17 qu'il comporte est situé au niveau du fond du logement 20 que comprend le corps 11 pour recevoir l'accumulateur 2.

Le fil 16 est, quant à lui, situé contre la paroi  
35 du corps 11, et l'aimant 18 qu'il comporte est fixé au corps 11 de manière à être situé à la périphérie du

logement 20 et à venir au contact de la paroi latérale 2c de l'accumulateur 2.

La connexion et la mise en place de l'accumulateur 2 est réalisée simplement en engageant cet accumulateur 5 dans son logement 20.

L'aimant 18 vient au contact de la paroi latérale 2c de l'accumulateur 2, tandis que l'aimant 17, maintenu en face du logement 20 par la relative rigidité du fil 15, vient adhérer par simple contact à la paroi inférieure 2a 10 de l'accumulateur 2.

Le fil 15 et l'adhérence de l'aimant 17 à cette paroi 2a permettent de parfaitement maintenir cet accumulateur 2 dans son logement 20.

Ainsi, la connexion est réalisée de manière simple 15 et rapide, et le positionnement de l'accumulateur 2 sur le corps 11 est réalisé de la meilleure façon possible.

En outre, le fil 15 et l'aimant 17 peuvent, du fait de la relative souplesse du fil 15, être placés au meilleur endroit possible de la paroi 2a, en fonction des 20 espaces libres déterminés par la position spécifique des autres organes 12,13,14 de la prothèse 10.

Les connexions des fils 15 et 16 à l'accumulateur 2 ne subissent aucune contrainte lors de l'introduction de l'accumulateur, risquant d'entraîner leur rupture.

25 Grâce aux aimants 17,18, l'interchangement de l'accumulateur 2 est simple et facile à réaliser, même par des personnes malhabiles de leurs doigts, puisqu'il suffit de dégager l'accumulateur 2 usagé hors du logement 20 puis d'introduire un nouvel accumulateur dans le logement.

30 La figure 5 montre une deuxième forme de réalisation de la prothèse selon l'invention. Par souci de simplification, les éléments déjà décrits en référence aux figures 2 à 4 qui se retrouvent sur cette prothèse, ainsi que sur celle représentée à la figure 6, ne seront pas à 35 nouveau décrits et seront désignés par les mêmes références.

Dans cette prothèse, le logement 20 est fermé par un volet pivotant 21, permettant d'assurer le maintien de l'accumulateur 2 dans ce logement. Il n'est dès lors pas obligatoire de prévoir un aimant à l'extrémité du fil 15, et une simple patte métallique 22 suffit pour assurer la connexion.

Le volet 21 est verrouillé sur le corps 11 par des moyens appropriés (non représentés), tels que des moyens à encliquetage.

La figure 6 montre une autre forme de réalisation de la prothèse 10 selon l'invention. Cette prothèse comprend un volet 25 de fermeture du logement 20, monté pivotant autour d'un axe 26. Le volet 25 comprend, sur sa face interne, un revêtement métallique assurant la connexion du fil 16 à l'accumulateur 2 par l'intermédiaire de l'axe 26, lui-même en matériau métallique.

L'aimant 17 assure la connexion du fil 15 à l'accumulateur 2 de la manière précitée.

**REVENDICATIONS**

- 1 - Moyen de connexion pour un appareil électrique de dimensions réduites, tel que par exemple une prothèse auditive, fonctionnant au moyen d'un accumulateur intégré, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un aimant (4,6,17,18) relié électriquement au circuit électrique de l'appareil, cet aimant (4,6,17,18) étant susceptible de venir adhérer par simple contact sur l'une des deux parois (2a,2b,2c) constituant les pôles de l'accumulateur (2).
- 10 2 - Moyen de connexion selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend deux aimants (4,6,17,18) reliés chacun à l'un des fils (5,15,16) dudit circuit.
- 15 3 - Moyen de connexion selon la revendication 1 ou la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend un logement (20) adapté à la forme de l'accumulateur (2), et en ce que le ou les aimants (17,18) débouchent au niveau de ce logement.
- 20 4 - Moyen de connexion selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'au moins l'un des aimants débouche sur l'extérieur de la paroi du corps de l'appareil.

1/2

FIG 1

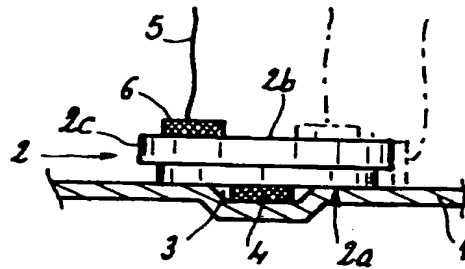


FIG 5

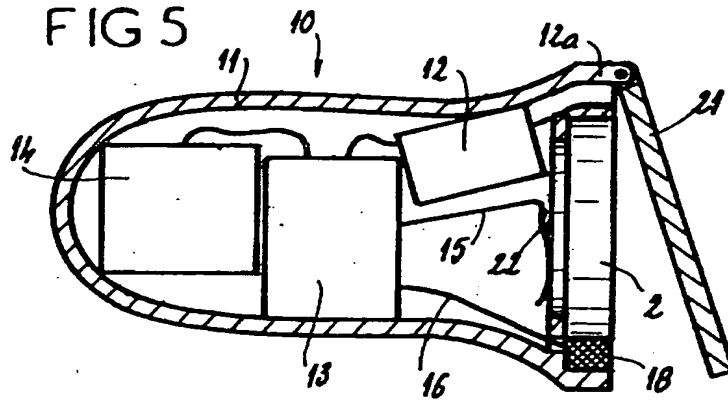
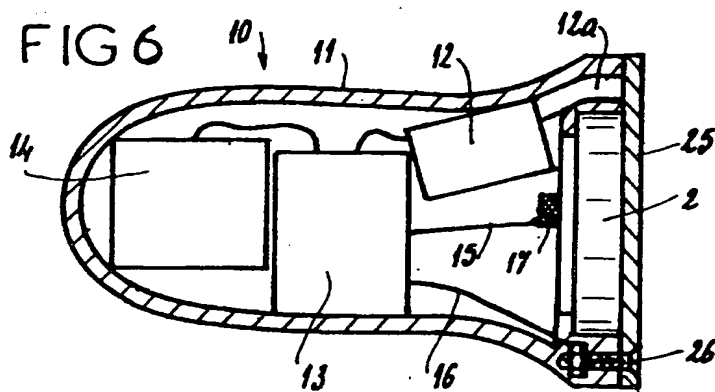


FIG 6





2/2

FIG 2

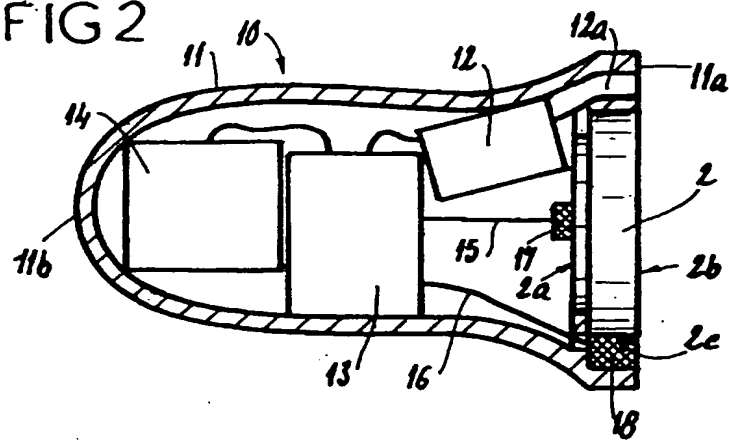


FIG 4

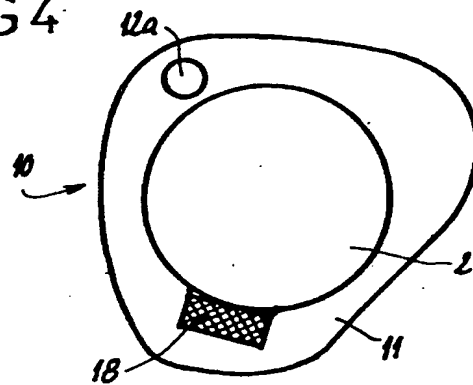
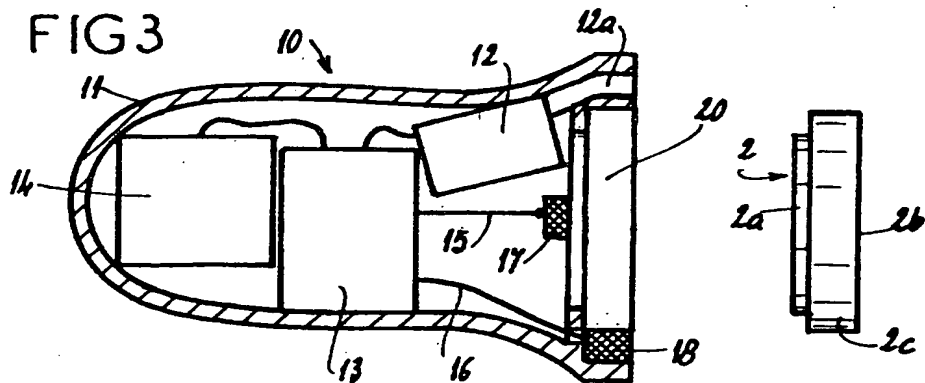


FIG 3



THIS PAGE CANCELS AND REPLACES THE PREVIOUS ONE

11

Publication Number 2 728 106

12

Patent Application for an Invention

19

The French Republic - National Institute of Industrial Property

21

Number of National Registering 94 15 021

22

Date of Application 08.12.1994

30

Priority

43

Date of disposal of the application to the public: 14.06.96  
Bulletin 96/24

51

Into Cal. 6: H 01 R 4/00, 13/40, H 04 R 25/02

54

Connecting medium for an electric appliance of reduced dimension

56

List of the mentioned documents in regard to the preliminary research: the latter has not been stated at the time of publication of the application.

57

This connection medium, particularly in the case of hearing aids, is powered by means of an integrated battery (2). According to the invention, it contains at least one magnet (4, 6) electrically linked to the electric circuit of the appliance. This magnet (4, 6) is likely to adhere to one of the sidewalls (2a, 2b, 2c) through simple contact. These walls (2a, 2b, 2c) constitute the poles of the battery (2).

60

Reference to other related national documents

71

Claimant(s): AUDIOLOGIE PROTHESE INNOVATION SOCIETE A  
RESPONSABILITE LIMITEE - FR.

72

Inventor: GROSFILLEY JEAN ETIENNE

73

Title(s):

74

Lawyer: GERMAIN ET MAUREAU

The present invention describes a connecting medium for an electric appliance of reduced dimension, such as for instance a hearing aid powered by an integrated battery.

A hearing aid comprises a hollow body accommodating a microphone, an amplifier and a loudspeaker. The amplifier is powered by a so-called watch battery. Such a battery represents a body consisting of two metal elements stuck into one another by means of interposition of a ring made out of isolating material. The bottom of the inner element constitutes one of the poles of the battery while the bottom or the side of the outer element constitutes the other pole.

The body and the different parts of the aid are of the most reduced size possible so that the aid is as inconspicuous as possible. In particular, this is the case with hearing aids of the intra-auricular kind destined to be put completely into the auditive channel.

Hearing aids often contain a battery fixed to the amplifier by means of a fixed joint that has been soldered. Such a battery is rechargeable by use of a charger specifically made for this purpose.

The inconvenience of these soldered joints is the fact that they take up an a large part of the aid as it is necessary to leave a gap of 2 to 3 millimetres on each side in order to be able to connect with the battery.

Furthermore, the positioning of the other parts of the aid and the corresponding connecting wires may vary from one type of aid to another as such aids are often made as an entire unit. Depending on their positioning, the other parts and the connecting wires may more or less hinder the process of inserting the battery into the body of the aid.

Besides, the joints of the connecting wires pose a problem in that they may damage the battery given the heat they create. The small dimensions of the walls of the battery heavily limit

the dissipation of the created heat when those soldered connection are made.

Furthermore, some forms of hearing aids have interfaces on springs between the battery and the aid itself. These interfaces as well as the connecting springs tend to be large and therefore take up a lot of space in the aid. In addition, they are only made to function with one single type of battery and hence cannot be used with any other types of hearing aid batteries. Obviously it would be useful if these hearing aids could be used with more than just one single type of battery, if needed.

Furthermore, there is a chance that the battery may move in relation to its interfaces and cause disturbances and false contacts.

Also, there are some hearing aids containing non-rechargeable batteries, which need to be exchanged periodically. Such a hearing aid contains a container protected by a membrane into which the battery is placed and can be kept until replacement is needed.

When the reduced sizes mentioned beforehand are taken into account, it is clear that exchanging the battery is hardly ever easily done, especially if people have difficulties using their hands, as is particularly the case with older people.

This aim of this invention is to reduce all these drawbacks by creating a connecting medium from the battery to the other extremities of the electric appliance of reduced dimension, such as for instance a hearing aid. This facilitates the process of putting the battery in place by the producer as well as the user, guarantees a perfect connection, and allows maximum integration and minimum deterioration of the battery.

For this purpose, the connecting medium described comprises at least one magnet connected to the electric circuit of the aid. This magnet is so sensitive that it reacts to minimal contact of the interfaces of the battery.

This invention allows a great facilitation in production of such an electrical appliance, especially a hearing aid.

It actually allows for the connection to be made through at least one pole of the battery in a single move, simply by approaching the magnet to a single corresponding wall of the battery no matter which side of the battery the wall is on.

In result to this, only one circuit wire needs to be connected to the battery when the aid is made. The battery is then positioned as ideally as possible into the aid, considering

all other parts. This positioning is simple due to the fact that only one wire needs to be connected to the battery. The connection of the second wire is hence made through the magnetism of the magnet behind the interface. This magnet needs to be placed onto best position in the aid so that the wire and the battery are ideally connected, taking into consideration the empty spaces caused by the necessary positioning of all other parts of the aid.

The invention allows maximum profit of all space available and permits the given sizes of the aid to be kept. This even allows to a certain extent for the hearing aid to be adapted to the particular form of the user's hearing channel.

Different types of batteries may be used for the same aid given that the magnet must be placed in proper adequate position according to the battery used.

Furthermore, the obtained connection is perfect as no movement or vibration between the battery and the wires can occur.

The first connection can be made by soldering. As the battery is only fixed through one-time soldering on one side and the magnet on the other side, the transmission of heat is remarkably reduced and results in a bigger lifetime of the battery.

Nevertheless it would be of an even higher advantage if the connecting medium would be fixed by two magnets connected to the corresponding wires of the circuit. This means that the first connection is equally simply and quickly made. If necessary, the magnet can be moved to meet the necessary wall of the battery during installation into the aid to allow the best positioning possible.

Additionally the production of heat is completely compromised through the entire omission of soldering and any risk of deterioration is eliminated.

In the case of aids powered by non-rechargeable batteries, one or more magnets of this kind allow the exchange of used batteries to be conducted in a quicker and simpler fashion

One additional advantage of the invention is the fact that it has a container that allows variable positioning of battery and hence the magnet or magnets can be positioned variably as well.

This means that the battery is positioned correctly in the container as the magnets guide it and keep it connected to the surface without any interference. All of this facilitates the process of changing the batteries for people having

difficulties using their hands, as is particularly the case with older people.

Another possibility would be if one magnet were placed on exterior wall of the aid. This would allow a simple positioning of the battery into the recharger.

In order to better comprehend the invention, the following drawings will describe the invention part by part. These drawings may be found in the appendix and only describe one of the possibilities of how this connecting medium may be implemented.

Figure 1 shows the electric appliance of reduced dimension powered by an integrated battery and furnished with connecting mediums adequate with the invention.

Figure 2 is a cross-section of an intra-auricular hearing aid furnished with the integrated invention.

Figure 3 is a similar cross-section as figure 2 with the battery placed in according position.

Figure 4 shows the end-angle of the aid

Figure 5 is a cross-section of a similar intra-auricular hearing aid using the invention in a different possibility and

Figure 6 is a cross-section of the intra-auricular hearing aid of the same type using the invention in a third possibility.

Figure 1 represents a part of the wall 1 of an electric appliance of reduced dimension powered by an integrated watch battery 2. This battery 2 represents a body consisting of two metal elements stuck into one another by means of interposition of a ring made out of isolating material. The bottom 2a of the inner element constitutes the negative pole of the battery 2 while the bottom 2b or the side 2c of the outer element constitutes the positive pole.

The wall 1 shows a hollow space 3 into which a magnet 4 has been soldered to one of the wires (not shown) connecting the battery 2 to the circuit of the electric appliance.

The other connecting wire 5 is soldered to the magnet 6 fixed to the outer extremity.

The magnet 4 adheres through simple contact with the wall 2a of the battery 2. It allows the positioning of the battery 2 into the appliance 1 in simple and quick manner. Furthermore, the battery 2 can be placed in various side positions in

regard to magnet 4, taking into considering the fixed positions of exterior parts (not shows) of the appliance.

Connection of wire 5 can therefore simply be led to magnet 6, in contact with wall 2b or 2c of the battery 2. The position along wall 2b or wall 2c of the magnet 6 varies in proportion to the length and the elasticity of wire 5 as shown in figure 1. This means that it can be placed in the best possible way into the empty spaces determined by all other exterior parts of the appliance mentioned above.

The connection through magnets 4 and 6 allow maximum usage of the empty spaces, keeping the reduced dimensions of the appliance and, as it is an intra-auricular hearing aid, helping adaptation into the auditive channel of the user.

Different types of batteries 2 may be used in one type of appliance, given that the magnet 6 can be placed in any necessary adequate position to the battery being used.

The connection obtained is perfect in that no movement or vibration of the battery 2 to the connecting wires can occur.

Furthermore, no heating of battery 2 occurs due to this connection and therefore all risks of deterioration of battery 2 are eliminated.

Figures 2 to 6 show different intra-auricular hearing aids containing batteries connected in the same way.

The aid 10 shown in figures 2 to 4 have a hollow body 11 containing a microphone 12, an amplifier 13 and a loud-speaker 14.

Microphone 12 shows the pipe 12a of the end-view 11a of body 11 turned to face the exterior of the hearing channel while the loud-speaker 14 is proximity of end-view 11b of body 11 turned to face the tympanum.

Amplifier 13 is powered by battery 2.

Two wires 15, 16 are electrically connected to the terminals of the amplifier 13 through soldering. On their other end, each wire has a magnet 17, 18 soldered to it. These magnets 17, 18 are likely to adhere by simple contact to walls 2a, 2b, 2c of which the poles of battery 2 are components.

As shown in figure 2, the length of wire 15 is due to the depth in which magnet 17 is fixed into container 20, contained in body 11, to connect to battery 2.

Wire 16 is fixed to the wall of body 11 and magnet 18 contained in it is fixed to body 11 in such a way that it is peripheral to container 20 and connect the sidewall 2c of battery 2.

The connection and the placing of battery 2 are simply achieved by putting it into container 20.

Magnet 18 connects with sidewall 2c of battery 2, while magnet 17, contained in front of container 20 due to the tension of wire 15, adheres through simple contact to the inferior wall 2a of battery 2.

Wire 15 and the adhering of magnet 17 to wall 2a allows the battery 2 to remain perfectly stable in container 20.

This means that the connection is simply and quickly made, and the placing of battery 2 on body 11 is done in the best possible way.

Furthermore, wire 15 and magnet 17 can be place at the best possible position along wall 2a taking into account the empty spaces determined by the specific positions of exterior parts 12, 13, 14 of hearing aid 10. This is due to the elasticity of wire 15.

Wires 15 and 16 connected to battery 2 are not exposed to any tension when placing the battery into position and therefore do not risk any damage done.

Thanks to magnets 17 and 18, the exchange of battery 2 is easily done, even by people having difficulties using their hands, as no more than a simple replacement of used battery 2 in container 20 is needed.

Figure 5 shows a second version of how to integrate the invention into the hearing aid. For simplification's sake, the elements described in figure 2 to 4 shown on the aid also shown in figure 6 will not be repeated and referred to in the same way as above.

In this example, the container 20 is closed by a protective membrane 21 allow battery 2 to remain in its designated position. It is hence not necessary to install a magnet at the extremity of wire 15. A simple metal spring 22 is sufficient for the connection to be made.

Membrane 21 is secured to body 11 in an appropriate way (not shown) as for instance a snap-on procedure.

Figure 6 shows another version of integration of the invention into aid 10. This aid has a membrane 25 closing container 20,



swivelling around axis 26. Membrane 25 has a metal coating on its interior face assuring the connection of wire 16 to battery 2 over axis 26, which is also of made of metallic material.

Magnet 17 maintains the connection of wire 15 to battery 2 in the before-mentioned fashion.

#### Claims

1 - A connecting medium for an electric appliance of reduced dimension, such as for instance a hearing aid powered by an integrated battery, characterized in that it contains at least one magnet (4, 6, 17, 18) electrically connected to the circuit of the appliance. This magnet (4, 6, 17, 18) is likely to adhere through simple contact to one of both walls (2a, 2b, 2c) containing the poles of battery (2).

2 - Connecting medium according to claim 1, characterized by having two magnet (4, 6, 17, 18) connected to each one of the wires (5, 15, 16) of mentioned circuit.

3 - Connecting medium according to claim 2 or claim 2, characterized by having a container (20) adapted to the form of the battery (2) and the magnets (17, 18) emerging from mentioned container.

4 - Connecting medium according to claim 1, 2, 3, characterized by having at least one magnet emerging to the exterior wall of the body of the aid.

TRANSLATION FROM FRENCH TO ENGLISH

Means of Connection for an electrical appliance of reduced dimensions

Publication Number: 2 728 106  
National Registration Number: 94 15021  
Filing Date: 08.12.94  
Publication Date: 14.06.96, Bulletin 96/24  
Applicants: Audiologie Prothese Innovation Societe A Responsabilite Limitee  
Inventors: Grosfilley Jean Etienne  
Attorneys: Germain and Maureau

SPECIFICATION

The present invention relates to a means of connection for an electrical appliance of reduced size, such as for example a hearing aid, functioning by means of an integrated accumulator.

A hearing aid includes/understands a hollow body placing a microphone in particular, an amplifier and a loudspeaker, the amplifier being fed by an accumulator of the type says "pile button". Such an accumulator presents a body consisted two metal elements embodies' one in the other with interposition of an insulating material ring, the bottom interior element includes one of the poles of the accumulator while the bottom or the side wall of the external element constitutes the other pole.

The body and the various bodies of the prosthesis have the most reduced possible dimensions so that the prosthesis can be discrete. That is in particular the case of the intra-auricular hearing aids, which are intended to be committed entirely in the auditory canal.

The hearing aids often include an accumulator connected to the amplifier final **delanière**, by means of weldings. A **telaccumulator** refillable using **unboiter** is envisaged for this purpose.

These weldings present the disadvantage of occupying a large volume, since it is necessary to envisage a space from 2 to 3 millimeters on each side of the accumulator to receive them.

Moreover, the positioning of the other bodies of the prosthesis and their wire of connection are variable' a prosthesis with the other, these prostheses being often realized with the unit. According to their positioning, these other bodies and connection wires can generate more or less the insertion of the accumulator in the body of the prosthesis.

Moreover, the weldings of wire of connection present the disadvantage more or less of damaging the accumulator taking into account the heating which they cause. Low dimensions of the walls of the accumulator indeed limit the dissipation of the heat produced during the realization of these weldings.

Certain hearing aids in addition include legs of connection with the accumulating accumulator gone up on springs in order to **pincer!**. These legs and springs present the inconvenience of being bulky. Moreover, they are dimensioned and positioned to be usable with a precise type of accumulator and cannot be used with an accumulator of another type, having in particular lower dimensions.

However, it is advantageous that several types of accumulators can be employed on the same prosthesis, according to the needs.

Moreover, the accumulator is likely to move compared to its legs of connection, which creates generating poor contacts of parasites.

There are in addition hearing aids including/understanding of the nonrefillable accumulators, having to be periodically interchanged.

Such a prosthesis comprises a housing receiving the accumulator, closed by a swiveling aspect.

Thus, it is enough to present the accumulator opposite this housing then to introduce it into this one to carry out connection. Once introduced into this housing, the accumulator is maintained perfectly in position of connection. Thanks to the magnets, interchangeability of the accumulator is simple and easy to realize, even by people malhabiles their fingers, since it is enough to give off the worn accumulator out of housing then to introduce a new accumulator into housing to carry out this operation.

According to a possibility, with the **less than** one of the magnets of connection leads to 1' external of the wall of the body of the prosthesis. This or these magnets thus make it possible to facilitate the positioning of the prosthesis in a **housing** of recharging.

For its good comprehension, the invention is again described in reference to the diagrammatic drawing annexed representative, by way of nonrestrictive examples, several embodiments of the means of connection which it relates to.

Figure 1 is a sight of an electrical appliance of reduced size functioning by means of an integrated accumulator, equipped of means of connection in conformity with the invention figure 2 in is a longitudinal cross-section of an intra-auricular hearing aid equipped with means of connection in conformity with the invention; figure 3 of it is a similar sight on figure 2, at the time of the installation of the accumulator which this prosthesis includes/understands; figure 4 of it is a sight in end; figure 5 is a longitudinal cross-section of an intra-auricular hearing aid of the same type, according to a second embodiment and figure 6 is a longitudinal cross-section of an intra-auricular hearing aid of the same type, according to a third embodiment.

Figure 1 represents a part of wall 1 of an electrical appliance of reduced size, functioning by means of an accumulator integrated 2 of type says "pile button". This accumulator 2 presents a body consisted two elements metallic assembly one in the other with interposition of a ring **material** insulator, the bottom 2a of the interior element constituting the negative pole of accumulator 2 while the bottom 2b or the side wall 2c of the external element constitutes the positive pole.

Wall 1 presents a cavity 3 in which is placed loving 4 welded at one of the wires (not represented) of connection of accumulator 2 to the electric circuit of the apparatus.

The other plug wire 5 is connected by welding to a magnet 6, fixed at its end.

Magnet 4 adheres by simple contact to the wall 2a accumulator 2. It allows the positioning of accumulator 2 in apparatus 1 in a simple and fast way. Moreover, accumulator 2 can be placed in several side positions compared to this magnet 4, according to the specific position of the surrounding bodies (not represented) of the apparatus.

The connection of wire 5 can then be carried out simply by bringing the magnet 6 in contact with the wall 2b or 2c of accumulator 2. This magnet 6 can be placed, taking into account the length and of the relative flexibility of wire 5, in several points of this wall 2b or 2c, bitch shows it figure 1 in stopped features. Thus, it could be placed at the best possible place according to the retraction in the body of the apparatus of wire 5 or according to the open spaces determined by the specific position of the above mentioned surrounding bodies.

Connection by these magnets 4 and 6 makes it possible to benefit the maximum of these open spaces, to preserve at the apparatus of dimensions as reduced as possible, and, when this apparatus is an intra-auricular hearing aid, as well as possible to adapt the prosthesis to the particular shape of the auditory canal of the user.

Several types of accumulators 2 can be used on the same apparatus, since magnet 6 can be placed at the adequate place according to the accumulator used.

Connection obtained is perfect, no movement or vibration of accumulator 2 compared to wire of connection which cannot occur.

Shutter 21 is locked on body 11 by suitable means (not represented), such as means & BR< click-and-ratchet work.

Figure 6 shows another embodiment of prosthesis 10 according to the invention. This prosthesis comprises an aspect 25 of closing of housing 20, assembled swiveling around an axis 26. Aspect 25 comprises, on its internal face, a metal coating ensuring the connection of wire 16 accumulator 2 via axis 26, itself out of metallic material.

Magnet 17 ensures the connection of wire 15 & BR< accumulator 2 in the above mentioned way.

### THE CLAIMS

1 - Means of connection for an electrical appliance of reduced size, such as for example a hearing aid, functioning by means of an integrated accumulator, characterized in that it includes/understands at least a magnet (4,6,17,18) connected electrically to the electric circuit of the apparatus, this magnet (4,6,17,18) being likely to come to adhere by simple contact on one of the two walls (2a, 2b, 2c) constituting the poles of the accumulator (2).

2 - Means of connection according to claim 1, characterized in that it includes/understands two magnets (4,6,17,18) connected each one à l' one of the wire (5,15,16) of the aforesaid circuit.

3 - Means of connection according to claim 1 or claim 2, characterized in that it includes/understands a housing (20) adapted to the shape of the accumulator (2), and in what the magnets (17,18) emerge on the level of this housing.

4 - Means of connection according to one of claims 1 to 3, characterized in that with the moins l' one of the magnets leads to the outside of the wall of the body of the apparatus.